

Pinças óticas

Prática P2, grupo nº5

Ângelo Silva¹, Diogo Gomes², João Ribeiro³

¹100162, angelosilva@ua.pt; ²93025, diogo.mf.gomes@ua.pt; ³109952, joao.pribeiro@ua.pt

Resumo: Neste trabalho apresenta-se a captura e manipulação de diferentes tipos de partículas com recurso a pinças óticas: microesferas, farinha e leite de coco. Devido ao tamanho reduzido das microesferas ($\sim 1.3 \mu m$) estas foram bastante mais fáceis de controlar do que as de farinha ($\sim 5 \mu m$ a $35 \mu m$). Devido às suas dimensões, algumas partículas foram apenas possíveis de rodar. Finalmente os lípidos do leite de coco ($\sim 2.3 \mu m$ a $25 \mu m$) mostraram-se difíceis de controlar, devido à sua propriedade hidrofóbica e tendência de aglomeração.

Palavras-chave: Leite de coco, microesferas de sílica, pinças óticas.

I. INTRODUÇÃO

Em 1970, Arthur Ashkin demonstrou que partículas dielétricas podiam ser aceleradas e capturadas pela pressão da radiação [1]. Em 1986, Arthur Ashkin et al. demonstraram pela primeira vez que luz laser altamente focada permitia capturar e mover partículas microscópicas de uma forma estável nas três dimensões espaciais, sendo a montagem experimental utilizada denominada por pinças óticas [2].

As pinças óticas na sua configuração mais simples, são instrumentos baseados num feixe laser muito focado que permite capturar e manipular diferentes tipos de partículas no seu ponto focal. Desde a sua primeira demonstração em 1986, esta tornou-se uma técnica muito importante para a captura, manipulação e caracterização de átomos, partículas à escala microscópica e nanoscópica, bem como biomoléculas, vírus, bactérias e células. Para além disso, forças exercidas na amostra capturada podem ser medidas com elevada precisão, uma característica bastante interessante aliada à elevada resolução espacial e temporal desta técnica. No caso de amostras biológicas, é utilizada luz no infravermelho próximo (700-1100 nm), de modo a não provocar danos nas amostras que poderiam ocorrer para comprimentos de onda menores [6].

Os fótons emitidos por um laser transportam energia, bem como momento angular e linear. Quando um objeto é atravessado por um feixe laser, existem duas forças exercidas pelo feixe no objeto: a força de dispersão e a força de gradiente [5]. A força de dispersão atua na direção de propagação do feixe, enquanto que a força de gradiente atua na direção do gradiente de intensidade [7]. Para objetos muito menores que o comprimento de onda do laser, o objeto sofre dispersão de

Rayleigh, sendo a sua resposta a um campo elétrico caracterizada pela polarizabilidade, α . O campo elétrico da luz do laser induz um momento de dipolo elétrico $\vec{\mu}(\vec{r}, t) = \vec{E}(\vec{r}, t)\alpha$ no objeto. A energia do dipolo induzido no campo elétrico é dada por $U = -\vec{\mu}(r, t) \cdot \vec{E}(r, t) = -\alpha \vec{E}(\vec{r}, t) \cdot \vec{E}(\vec{r}, t)$. A intensidade do feixe laser é proporcional ao quadrado da amplitude do campo elétrico. Desta forma, a energia do dipolo é mínima no local onde a intensidade do feixe laser é máxima. Assim, se o campo elétrico não for homogêneo, como no caso de um feixe laser gaussiano, o dipolo vai ter aplicada uma força de gradiente que o atrai para as intensidades do feixe mais elevadas, sendo esta força proporcional ao gradiente de intensidade do feixe e que tende a minimizar a energia do dipolo [5].

O objeto também vai ter uma força aplicada devido à absorção e dispersão (reflexão e refração) da luz. Esta força de dispersão é proporcional ao valor médio do vetor Poynting, que aponta na direção de propagação do feixe laser. Como é possível observar na Figura 1(a), para uma partícula no regime de Rayleigh a ser atravessada por um feixe laser, a força gradiente atrai a partícula para o foco do feixe, contrariando o efeito da força de dispersão que empurra a partícula para a direção de propagação do feixe. Apenas são obtidas pinças óticas estáveis se a força de gradiente for superior à força de dispersão [3, 7].

Para partículas com dimensões superiores ao comprimento de onda da luz, estas atuam como um objeto refrativo. Neste caso, o feixe de luz incidente pode ser tratado como um conjunto de raios e a força que atua sobre a partícula pode ser descrita utilizando os princípios da ótica geométrica. Nesta perspetiva, é necessário considerar que a luz transfere momento para um objeto através de fótons [3, 7]. Assim, a força exercida pelo feixe de luz no objeto pode ser descrita através da segunda lei de Newton:

$$F = \frac{dp}{dt} \quad (1)$$

Uma vez que o momento da luz varia devido à absorção, reflexão ou dispersão pela partícula, a conservação do momento linear dita que a variação do momento da luz é acompanhada por uma variação de momento do objeto, atuando uma força no objeto com sinal oposto à variação do momento da luz. Como observado na Figura 1(b), a luz incidente ganha momento devido à refração da luz, gerando uma força de recuo $F_{refraction}$ na partícula que a atrai para o foco. Em contrapartida, a luz refletida pelo feixe perde momento, puxando a partícula para

baixo com uma força $F_{\text{reflection}}$. Para este regime, obtém-se pinças óticas estáveis quando estas duas forças igualam-se. Na prática, as pinças óticas utilizam um feixe de laser altamente focado através de uma lente de microscópio, de modo a capturar, mover e aplicar forças aos objetos. O componente mais importante das pinças óticas é a lente objetiva, que foca o feixe laser na câmara da amostra [3].

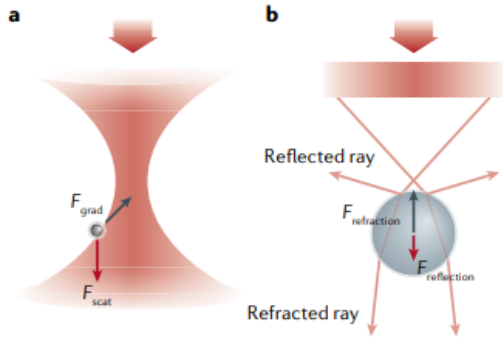


Fig. 1. Princípios físicos de pinças óticas. Forças a atuarem numa esfera dielétrica que interage com a luz. a) No regime de Rayleigh é exercida uma força de dispersão que puxa a partícula para a direção de propagação do feixe laser e uma força de gradiente que a atrai para o foco. b) Para partículas com dimensões superiores ao comprimento de onda, a variação do momento da luz incidente resulta em forças de reflexão e refração na partícula, com sentidos opostos [3].

II. DESCRIÇÃO DA MONTAGEM EXPERIMENTAL

A montagem experimental associada a uma pinça ótica consistiu num laser de cor vermelha alimentado com 70 mA - com um perfil característico gaussiano -, com dois espelhos refletorres óticos associados [7]. A objetiva do microscópio permite focar com alta precisão o feixe laser criando um *spot* onde as partículas estarão sujeitas a forças, graças à transferência de momento proveniente da dispersão dos fótons incidentes [4]. A Figura 2 ilustra os percursos óticos do laser e do microscópio, respetivamente.

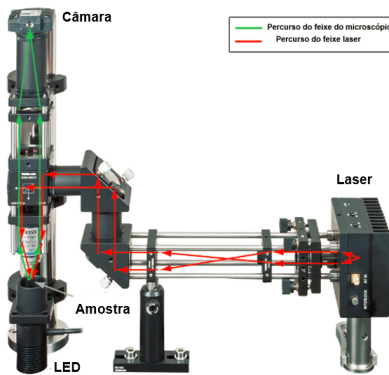


Fig. 2. Ilustração dos percursos óticos do feixe laser e do microscópio câmara. Adaptado de [7].

A montagem experimental permitiu observar os processos óticos descritos em I, essenciais para o sucesso da captura de partículas microscópicas. Para tal, a montagem consistiu num feixe de luz laser (a percorrer um caminho ótico) associado a

um microscópio, que permitiu focar e analisar detalhadamente a amostra em estudo. De modo a aumentar a resolução da imagem obtida por interface *ThorLabs*, foram adicionados controladores de ajuste focal e de ajuste de posição da amostra relativamente à objetiva do microscópio que permitem ajustar a amostra ao foco do microscópio, a posição vertical e horizontal da amostra, nomeadamente.

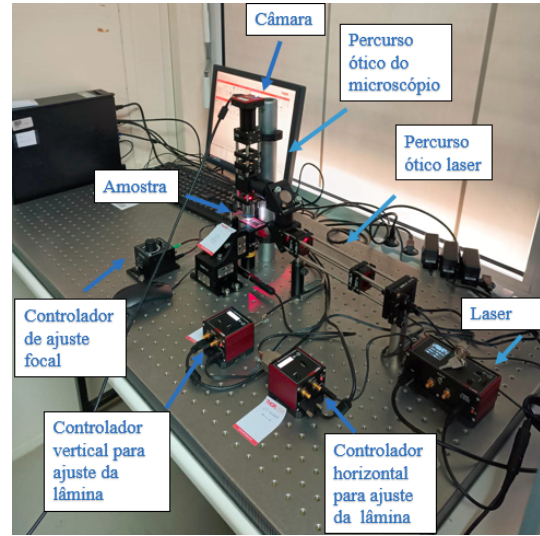


Fig. 3. Montagem experimental implementada, para captura de microesferas e partículas (da ordem grandeza de μm) das diferentes soluções em estudo.

Após a implementação da montagem, utilizou-se uma lâmina de calibração para determinar a correspondência entre pixels na imagem e dimensões da amostra. Em estudo, estavam amostras de leite de coco (em solução aquosa), de farinha (em solução aquosa) e de microesferas de sílica. Na secção III, dar-se-á início à análise de resultados obtidos.

III. RESULTADOS E ANÁLISE

Com o auxílio da lâmina de calibração foi possível perceber que cada 0.01 mm correspondia a 81 pixels na imagem da câmara. Desta forma foi possível estimar as dimensões dos objetos e partículas observadas.

A. Microesferas de Vidro

Devido às suas dimensões reduzidas, as microesferas foram bastante fáceis de capturar e mover. Foi ainda possível capturar várias esferas ao mesmo tempo, como se pode ver na Figura 4.

Na Figura 4(a), as esferas estão capturadas pelo laser, sendo possível movimentá-las. Na Figura 4(b), o laser foi desligado. É possível observar as esferas a dispersarem-se pelo meio. Os círculos na imagem que representam as esferas observadas apresentam, em média, 11 pixels de diâmetro. Assim, o seu tamanho real é aproximadamente $1.3 \mu\text{m}$, o que está próximo do esperado $1 \mu\text{m}$.

B. Partículas de Farinha

Ao contrário das microesferas, as partículas de farinha apresentaram tamanhos variados, devido à aglomeração das

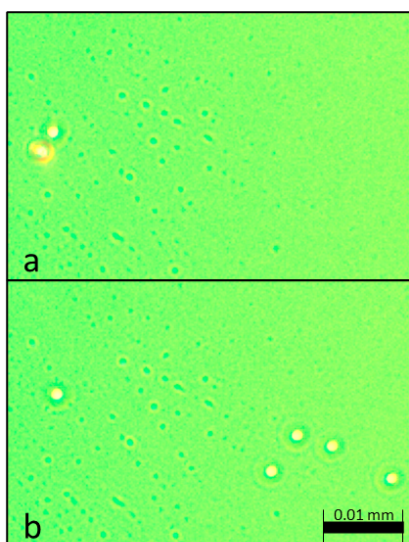


Fig. 4. Microesferas observadas ao microscópio. a) Microesferas capturadas pelo laser. b) Microesferas observadas em (a), momentos depois de laser ter sido desligado.

mesmas. Assim, apenas algumas partículas de farinha, as mais diminutas, foram possíveis de ser movidas. As partículas de maior dimensão reagem ao laser, mas apenas era possível rodá-las, sendo estas demasiado grandes para o laser as conseguir mover.

Na Figura 5 é possível ver estes dois tipos de partículas. A partícula destacada foi movida de um ponto para o outro, sendo aprisionada pelo laser, como é possível observar na Figura 5.

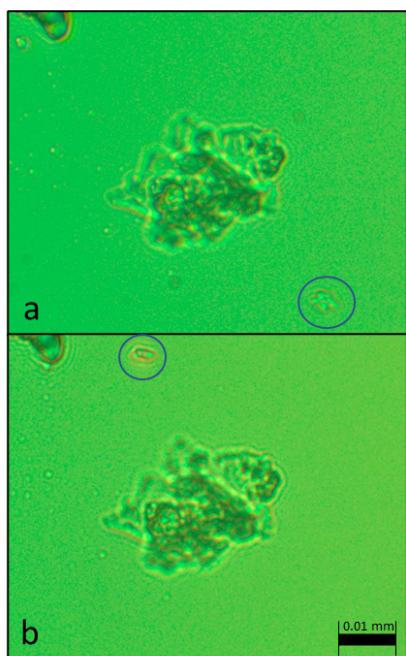


Fig. 5. Partículas de farinha observadas ao microscópio. De a) para b) é possível ver que as partículas de farinha foram transladadas. Este movimento foi realizado com o laser.

De notar que as partículas movidas aparentam ter mudado de dimensão. Isto deve-se ao facto de as partículas se aglom-

erarem ao serem 'empurradas' para o foco do laser.

Quanto às dimensões dos aglomerados de farinha, estas variaram desde $5\ \mu\text{m}$ a $35\ \mu\text{m}$.

C. Partículas de Leite de Coco

Uma das principais diferenças entre as partículas de leite de coco e as partículas estudadas anteriormente, é o facto de estas serem lípidos. Como tal, não se misturam com a água, mantendo-se à superfície devido à sua menor densidade.

Esta particularidade deu origem a um fenómeno interessante quando o feixe laser atravessou as partículas: estas aglomeraram-se e afundaram-se na emulsão, em direção ao foco do laser. Uma vez no interior da água, deixaram de sentir qualquer influência por parte do laser, movendo-se, em conjunto, numa direção aleatória. O fenómeno descrito pode ser observado na Figura 6.

O facto de o aglomerado deixar de sentir a influência do laser poderia ser explicado pelo aumento de massa do conjunto de partículas, quando aglomeradas, passando a ser demasiado pesadas para serem capturadas pelo laser.

No entanto, verificou-se que mudando o foco do laser, era possível aprisionar os lípidos imersos na emulsão.

No tempo da experiência não foi observado o retorno dos lípidos à superfície, como esperado. Tal, no entanto, deveria acontecer após alguns minutos.

Quanto às dimensões das partículas observadas, estas variaram imenso, devido à capacidade de aglomeração dos lípidos. Assim, as mais pequenas apresentavam $2.3\ \mu\text{m}$ e as maiores $25\ \mu\text{m}$.

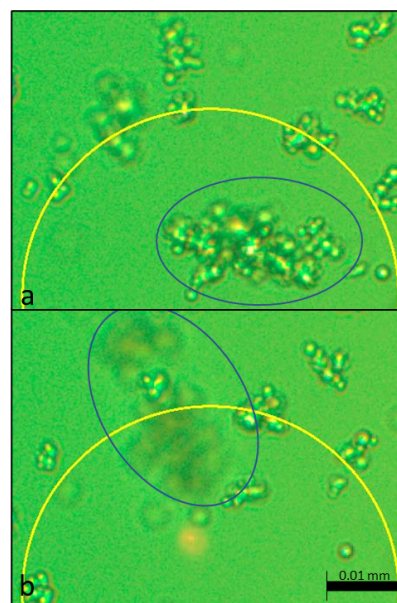


Fig. 6. Partículas de leite de coco observadas ao microscópio. De a) para b) é possível ver o efeito do laser nas partículas destacadas a azul. Estas imergiram na emulsão, e escaparam do aprisionamento do laser.

IV. CONCLUSÃO

Nesta atividade experimental estudou-se o funcionamento de pinças óticas, compreendendo o princípio físico por detrás das mesmas.

Com estas, procedeu-se ao aprisionamento de diferentes partículas: microesferas, partículas de farinha e de leite de coco.

Foi possível aprisionar e controlar as microesferas com relativa facilidade. As partículas de farinha mostraram-se mais difíceis de aprisionar, devido às suas maiores dimensões. Finalmente as partículas de leite de coco foram também bastante fáceis de aprisionar, mas apenas temporariamente. Estas exibiram comportamentos estranhos quando capturadas à superfície da água. Para perceber o mecanismo por detrás dos fenómenos observados, seria interessante voltar a repetir a experiência, monitorizar de perto os lípidos imersos de forma a tentar perceber o efeito do laser nas partículas.

REFERENCES

- [1] A. Ashkin. “Acceleration and Trapping of Particles by Radiation Pressure”. In: *Phys. Rev. Lett.* 24 (4 Jan. 1970), pp. 156–159. DOI: 10.1103/PhysRevLett.24.156. URL: <https://link.aps.org/doi/10.1103/PhysRevLett.24.156>.
- [2] A. Ashkin et al. “Observation of a single-beam gradient force optical trap for dielectric particles”. In: *Opt. Lett.* 11.5 (May 1986), pp. 288–290. DOI: 10.1364/OL.11.000288. URL: <https://opg.optica.org/ol/abstract.cfm?URI=ol-11-5-288>.
- [3] Carlos J Bustamante et al. “Optical tweezers in single-molecule biophysics”. In: *Nature Reviews Methods Primers* 1.1 (2021), p. 25.
- [4] Philip H Jones, Onofrio M Maragò, and Giovanni Volpe. *Optical tweezers: Principles and applications*. Cambridge University Press, 2015.
- [5] Philip H. Jones, Onofrio M. Maragò, and Giovanni Volpe. *Optical Tweezers: Principles and Applications*. Cambridge University Press, 2015. DOI: 10.1017/CBO9781107279711.
- [6] Paolo Polimeno et al. “Optical tweezers and their applications”. In: *Journal of Quantitative Spectroscopy and Radiative Transfer* 218 (2018), pp. 131–150. ISSN: 0022-4073. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jqsrt.2018.07.013>. URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S002240731830445X>.
- [7] ThorLabs. *EDU-OT1/M - Portable Optical Tweezers Demonstration Kit, Metric*. Disponível em <https://www.thorlabs.com/thorproduct.cfm?partnumber=EDU-OT1/M>. [Acesso em 27/03/2023]. 2016.